บทที่ ๖

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

๖.๑ บทสรุป

การวิจัยครั้งนี้ได้ออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่และแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการเป็นลักษณะเครื่องต้นแบบโดยใช้วัสดุและอุปกรณ์อิเล็คทรอนิคส์ที่มีจำหน่ายตามท้องตลาดสามารถสร้างเครื่องต้นแบบที่ให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าเช่นเดียวกับเครื่องที่ผลิตออกมาจำหน่ายจากต่างประเทศถึงแม้ว่าเป็นการวิจัยที่มีมาแล้วในต่างประเทศแต่ในประเทศไทยถือได้ว่าการวิจัยและพัฒนาเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในเป็นจุดเริ่มแรกทั้งนี้เนื่องจากเป้าหมายของการวิจัยไม่ได้อยู่ที่การออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบใหม่แต่การวิจัยครั้งนี้เน้นหนักในเรื่องเทคนิคการออกแบบและสร้างเครื่องให้มีราคาถูกที่สุดโดยมีข้อกำหนดทัดเทียมกับเครื่องที่ผลิตในต่างประเทศจะเห็นได้จากผลการทดสอบในห้องปฏิบัติการในสภาพแวดล้อมจริงในสัตว์ทดลองและในผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจก็ดีได้พยายามทดสอบในทุก ๆ กรณีที่อาจเกิดกับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบจากการวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ซึ่งได้ดำเนินการเสร็จสิ้นผลการวิจัยพอสรุปได้ดังนี้

๑) ออกแบบวงจรเครื่องแบบให้อัตราเต้นคงที่ซึ่งให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าใกล้เคียงกับเครื่องที่ผลิตจากต่างประเทศหลายรุ่น

๒) นำไปทดลองใช้กับผู้ป่วยได้จริง

๓) สร้างเครื่องต้นแบบที่มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกับเครื่องที่มีจำหน่ายในขณะนี้และพบว่ายังสามารถลดขนาดและรูปร่างให้เล็กลงกว่าเดิมได้อีกหากใช้อุปกรณ์อิเล็คทรอนิคส์ที่มีขนาดเล็กกว่าที่ใช้ในการสร้างเครื่องต้นแบบและออกแบบวงจรพิมพ์ให้ใช้พื้นที่น้อยที่สุด

๔) วัสดุที่ใช้เคลือบวงจรของเครื่องสามารถใช้กาวอีป๊อกซี่ซึ่งเคลือบผิวด้วยซิลิโคนอีลาสโตเมอร์การนำก้อนกาวอีป๊อกซี่แข็งเคลือบยางซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ไปผ่าตัดฝังใต้

หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผิวหนังสุนัขทดลองพบว่าไม่มีอันตรายต่อ เนื้อ เยื่อของสุนัขทดลอง

๕) การต่อขั้ว เซล เมอคิวรี่โดยใช้กาว Silver epoxy แทนการบัดกรี ทำให้สามารถใช้งาน เซล เมอคิวรี่ได้ เต็มที่ ไม่ได้ลดน้อยลง เนื่องจากความร้อนที่ เกิดจากการบัดกรี

๖) เครื่องต้นแบบทำงานได้ดีในช่วง ๓๒-๔๒ องศา เซล เซียส โดยมีอัตรา การปล่อยคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทผิดพลาดประมาณ $\pm$ ๑ ครั้งต่อนาที

๗) อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทของ เครื่อง เร็วขึ้น ๓ ครั้งต่อนาที เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าลดไป ๑ โวลต์ ผู้ป่วยสามารถทราบได้ด้วยตัว เองโดยทดสอบจับชีพจรตัว เอง ซึ่งทำให้ผู้ป่วยสามารถได้รับการปฐมพยาบาลได้ทันท่วงที

หลังจากการสร้าง เครื่องต้นแบบพบว่ามีปัญหาทาง เทคนิคในการสร้างดังนี้

๑) การดัดแปลงขั้วต่อโดยใช้สายยางซีลีโคนชนิดอ่อนมาใช้แทนการหล่อขั้วต่อด้วย ยางซีลีโคนนั้น สามารถป้องกันการซึมของของ เหลวได้ แต่ความคงทนในการยึดสายต่อกับตัว เครื่องไม่แข็งแรงพอ ในลักษณะการต่อแบบนี้สายต่อกับตัว เครื่องถูกยึดด้วยสกรูภายใน เพียงตัว เดียวจึงไม่ปลอดภัยสำหรับผู้ป่วย ถ้าการยึดสายต่อกับตัว เครื่องในขณะผ่าตัดไม่แน่นพอ โอกาสที่สายต่อจะหลุดจากตัว เครื่องมีมาก

๒) ในการ เคลือบยางซีลีโคนที่ก้อนกาวอีป๊อกซี่แข็งให้ เรียบและไม่มีฟองอากาศทำได้ยาก จำ เป็นต้องมี เครื่องมือที่ทันสมัยช่วยในการ เคลือบผิว อบยางซีลีโคนให้แห้งและขัดผิวยางซีลีโคนที่ เคลือบบนก้อนกาวอีป๊อกซี่ให้ เรียบ การ เคลือบด้วยมือ เช่นที่ได้ทำในการวิจัยครั้งนี้ ไม่สามารถนำออกสู่ตลาดได้ เพราะมีรูปร่างและลักษณะไม่สวยงามในการนำไปใช้งานจริง

๓) เซล เมอคิวรี่ที่ใช้ เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าใน เครื่องควบคุมจังหวะการ เต้นของหัวใจต้นแบบไม่ได้ผลิตขึ้นมา เพื่อใช้ทางการแพทย์ เซล เมอคิวรี่ที่มีจำหน่ายตามท้องตลาดอาจมีความ เชื่อถือได้ต่ำ และไม่ทราบวันที่ผลิตออกมาจากโรงงาน

๔) จำนวนผู้ป่วยที่ได้รับการใช้ เครื่องต้นแบบจำนวน ๒ ราย ทำให้ไม่สามารถทราบข้อมูลการทำงานของ เครื่องที่สร้างขึ้น

๕) ระยะ เวลาที่ใช้ เครื่องต้นแบบกับผู้ป่วย เป็นระยะ เวลาช่วงสั้น ทำให้ไม่สามารถทราบอายุการใช้งานของ เครื่องที่สร้างแน่นอน

ในการวิจัยออกแบบวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการ เต้นของหัวใจแบบให้อัตรา เต้น เมื่อต้องการ ผลการวิจัยพอสรุปได้ดังนี้

๑) ได้ออกแบบวงจรต้นแบบของ เครื่องควบคุมจังหวะการ เต้นของหัวใจแบบให้อัตรา เต้น เมื่อต้องการ เป็นแบบ VVI ซึ่งให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าใกล้ เคียงกับ เครื่องที่ผลิตในต่างประ เทศ

๒) ได้ทดลองต่อวงจรต้นแบบของ เครื่องควบคุมจังหวะการ เต้นของหัวใจแบบ VVI บนแผ่นทดลอง ทดสอบจนระบบทำงานได้ดีตลอดจนวัดข้อมูลลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรนำมา เปรียบ เทียบกับ เครื่องที่ผลิตในต่างประ เทศ

๓) สามารถประกอบวงจรต้นแบบลงบนแผ่นวงจรพิมพ์หน้า เดียว ขนาดกว้าง ๔.๕ เซนติ เมตรและยาว ๕.๕ เซนติ เมตร โดยใช้อุปกรณ์อี เล็คทรอนิคส์ ประมาณ ๗๐ ตัว ซึ่งหาซื้อได้ง่ายและมีราคาถูก พร้อมทั้งทดสอบจนระบบทำงานได้ เช่น เดียวกับที่ทดลองบนแผ่นทดลอง

๔) สามารถใช้แท่งแม่ เหล็ก เปลี่ยนระบบการทำงานของวงจรต้นแบบจากแบบ VVI เป็นแบบ VOO

๕) ผลการทดลองพบว่าอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทของวงจรต้นแบบมีความผิดพลาด ประมาณ $\pm$ ๑-๒ ครั้งต่อนาที ในช่วงอุณหภูมิ เปลี่ยนแปลง ๓๗ $\pm$๘ องศา เซล เซียส

๖) อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทของวงจรต้นแบบ เร็วขึ้น ๖ ครั้งต่อนาที เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าลบลดไป .๔ โวลต์ และอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทของวงจรต้นแบบช้าลง ๕ ครั้งต่อนาที เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าบวกลดไป .๔ โวลต์

๖.๒ ข้อ เสนอแนะ

จากการวิจัยที่ผ่านมาพบว่า เวลาในการทดลอง เป็นสิ่งที่จำ เป็นมากในการวิจัย เครื่องมือทางการแพทย์ ซึ่งจำ เป็นต้องร่วมมือกันทั้งแพทย์และวิศวกร ทั้งนี้ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่แท้จริงและถูกต้องที่สุดอันจะนำไปสู่ เป้าหมายสุดท้ายที่จะผลิต เครื่องออกมาใช้งานกับผู้ป่วย ซึ่งเมื่อคำนวณราคาของ เครื่องที่ดำ เนินการวิจัยแบบให้อัตรา เต้นคงที่ตกประมาณ เครื่องละ ๑๐๐๐ บาท และแบบให้อัตรา เต้น เมื่อต้องการประมาณ เครื่องละ ๒๐๐๐ บาท คิด เฉพาะราคาอุปกรณ์ไม่ได้คิดค่า

ออกแบบและการตลาด ซึ่งน้อยกว่าราคาของเครื่องจากต่างประเทศประมาณ ๒๐ เท่า ผู้ป่วยที่มีฐานะปานกลางและยากจนมีโอกาสได้รับการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ได้พัฒนานี้ ข้อเสนอแนะในการวิจัยขั้นต่อไปมีดังนี้

๑) ควรมุ่งวิจัยและพัฒนารูปร่างและขนาดของตัวเครื่อง ให้มีขนาดรูปร่างเล็กกระทัดรัดสวยงาม เพื่อให้ผู้ป่วยมีความมั่นใจในการใช้เครื่อง

๒) จำเป็นต้องมีความร่วมมือกันอย่างใกล้ชิดระหว่างแพทย์กับวิศวกร ในการดำเนินการทดลองในผู้ป่วย เพื่อสามารถแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นร่วมกันได้ทันที

๓) ทดลองใช้เครื่องในผู้ป่วยโรคหัวใจจำนวนมาก ๆ ทำให้สามารถทราบข้อมูลเพื่อเป็นแนวทางในการปรับปรุงแก้ไขเครื่องที่สร้างขึ้นในรุ่นต่อไปให้ดีขึ้น

๔) จะต้องมีการปรับปรุงเครื่องที่สร้างขึ้นโดยอาศัยข้อมูลจากข้อ ๓ หลาย ๆ ครั้ง จึงจะสามารถขจัดปัญหาทุกอย่างให้หมดสิ้นไปได้ จะเห็นได้ว่าจำเป็นต้องมีการวิจัยต่อเนื่องกันเป็นเวลานานหลายปี

๕) การออกแบบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทั้งแบบให้อัตราเต้นคงที่ และแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการยังเป็นลักษณะดีสครีต หากเทคโนโลยีในด้านทำวงจรรวมบนแผ่นสารกึ่งตัวนำในประเทศไทยก้าวหน้าจนสามารถยุบวงจรที่ได้ออกแบบไว้ลงบนแผ่นสารกึ่งตัวนำได้ จะทำให้เครื่องที่พัฒนาขึ้นมีขนาดเล็กลงกว่าขนาดเดิมหลายเท่า ซึ่งคาดว่าในระยะเวลาอันใกล้นี้จะสามารถพัฒนาวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทั้งสองแบบเป็น Thickfilm Hybrid ได้

๖) แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทั้งสองแบบควรใช้เซลลิเธียมเป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าแทนเซลเมอคิวรี่ ทั้งนี้เพราะเซลลิเธียมเป็นเซลที่ทราบอายุการใช้งานแน่นอน ถึงแม้ว่าราคาจะสูงกว่าเซลเมอคิวรี่มาก ประมาณ ๗-๘ เท่า แต่เมื่อคำนึงถึงความเชื่อถือของเครื่องจะเพิ่มขึ้นและมีอายุการใช้งานนานขึ้น ก็ควรใช้เซลลิเธียมเป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ถึงแม้ราคาของเครื่องที่พัฒนาจะสูงขึ้นก็ตามแต่เมื่อเทียบกับราคาของเครื่องจากต่างประเทศก็ยังมีราคาถูกกว่ามาก

๗) ค่าอุปกรณ์อิเล็คทรอนิคส์บางตัวในวงจรต้นแบบจำเป็นต้องใช้ค่าที่มีความแม่นยำสูง ซึ่งอาจต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศทำให้ราคาอุปกรณ์สูงขึ้น แต่ก็เป็นสิ่งที่น่ากระทำ

เพราะราคาของเครื่องคงไม่แตกต่างจากราคาเดิมมากนัก เช่นค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุในภาคกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เป็นค่าที่ต้องการความแม่นยำสูง อาจกระทำได้โดยเลือกใช้ค่าความต้านทานที่แม่นยำมีเปอร์เซ็นความผิดพลาดน้อย ๆ หรืออาจกระทำได้โดยใช้ค่าความต้านทาน ๒ ตัวต่ออนุกรมหรือขนานเพื่อทำให้ได้ค่าที่ต้องการ เป็นต้น

๘) ในการออกแบบแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียวขนาดกว้าง ๔.๕ เซนติเมตร และยาว ๔.๕ เซนติเมตร ในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ ออกแบบให้ใช้ความต้านทานขนาด $\frac{1}{4}$ วัตต์ พบว่าสามารถลดขนาดแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียวลงได้อีกหากใช้ความต้านทานขนาด $\frac{1}{8}$ วัตต์ ประกอบในวงจรต้นแบบ นอกจากนั้นหากออกแบบแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียวประกอบกัน ๒ ชั้น โดยให้ตัวอุปกรณ์อีเล็คทรอนิคส์อยู่ระหว่างแผ่นวงจรพิมพ์ทั้งสองแผ่น จะสามารถลดขนาดของวงจรพิมพ์ลงได้ ประมาณ ๑ เท่า โดยแผ่นวงจรพิมพ์จะมีขนาดกว้าง ๒.๒๕ เซนติเมตร และยาว ๒.๗๕ เซนติเมตร